

明 細 書

治療支援用画像処理装置

技術分野

[0001] 本発明は、被検体の対象部位を治療するに際し、その対象部位の画像をモニタリングして、治療時の計画性を向上させることのできる治療支援用画像処理装置に関する。

背景技術

[0002] X線CT装置やMRI装置などは周知のように有用な画像診断装置であるが、最近では単なる画像を表示するための診断装置としての利用以外に外科手術の治療モニタリングや生検のガイドなどに広く応用されるようになってきている。生検の場合は、穿刺針と病巣の位置関係の把握が目的であり、再構成処理を工夫し逐次画像を更新することでリアルタイムに位置関係が把握できるようなCT/MR透視等が用いられている。治療の場合は、レーザーやRF(Radio Frequency)を用いた加温療法やガスを用いた冷凍治療など様々な手技の有効性が検討されている。また、モニタリングに用いるモダリティもCT装置、MRI装置、US装置など各種画像診断機器を用いて試みられており、それぞれ長所短所がある。このような治療モニタリングに関するものとして、特許文献1〜3に示すようなものがある。

特許文献1:特開2003-10228号公報

特許文献2:特開2000-300591号公報

特許文献3:特開2003-88508号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0003] 例えば、レーザーによる椎間板ヘルニアの治療では椎間板にレーザーを照射することで椎間板内の水分を蒸散させ、神経の圧迫を弱める。CT装置ではその蒸散ガス発生 の程度などが確認できれば蒸散の様子を推定することができる。また、例えば、腫瘍などの治療では病巣を加熱あるいは冷凍してその組織を壊死させることが行われている。その一つである冷凍治療(Cryosurgery)は、凍った領域(アイスボール(Ice

Ball))が病巣を十分に覆っているかを確認しながら治療を進めるという手法を採っている。

[0004] 超音波診断装置(US)ではこのアイスボールの陰が観察できないため、組織コントラストの高いMRI装置がモニタリングに用いられることが多い。また、CT装置をモニタリングに用いることも可能である。モニタリングの際の一つの問題点は、治療の合間に逐次画像を取得しなければならないという煩雑さであり、さらにX線CT装置の場合は画像取得回数に応じて患者の被曝量が増加するという問題を有する。また、治療領域は、病巣よりもある程度大きくしなければならないが、正常な組織はできるだけ残存させたいという要求があるため、現時点では治療領域を目視などで決定するしかなかった。しかし、目視の場合、治療が進むにつれ凍結領域と病巣境界との正確な区別がつきにくくなり、その把握が困難になってくるなどの問題があった。さらに、病理学的に組織温度がどれぐらいになれば壊死するかという基礎データはあるが、定量的にそれらを測定し、しかも病巣と温度分布の関係を確認する手段は無かったため、治療手技を確実に進める上での問題点となっていた。

[0005] この発明は、上述の点に鑑みなされたものであり、治療のモニタリング時に治療が終了するまでに要する時間を推定することのできる治療支援用画像処理装置を提供することにある。

[0006] また、この発明は、上述の点に鑑みなされたものであり、治療のモニタリング時に病巣と治療効果を期待できる温度の領域を容易に把握することのできる治療支援用画像処理装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明によれば、被検体の断層像を取得し治療経過をモニタリングする治療支援用画像処理装置において、前記断層像上からモニタリング画像を選択し、その上に目的とする治療領域を設定する目的治療領域設定手段と、前記モニタリング画像上に既に治療したと考えられる既治療領域を設定する既治療領域設定手段と、前記目的治療領域設定手段により設定した目的治療領域の治療が終了する時間を前記既治療領域に基づいて推定する総治療時間推定手段と、を備えた治療支援用画像処理装置を提供する。

- [0008] また、前記総治療時間推定手段は、複数のモニタリング画像内の既治療領域について、治療の開始地点である基準点から前記既治療領域の境界までの距離をそれぞれ求め、前記距離の変化に基づいて前記総治療時間を推定することを特徴とする。
- [0009] また、前記総治療時間推定手段は、前記目的治療領域上、前記基準点から等角度間隔で放射状に伸びる直線を基準線とし、前記基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする。
- [0010] また、前記総治療時間推定手段は、前記基準点から前記目的治療領域を二等分する少なくとも一本の基準線を指定し、前記基準線を所定間隔に分割する垂線が前記目的治療領域と交差する点を求め、これら点と前記基準点を結ぶ線をさらに基準線とし、前記基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする。
- [0011] また、前記総治療時間推定手段は、前記目的治療領域の輪郭を表示する前記表示手段上の画素中の所定間隔の画素と前記基準点を結ぶ線を基準線とし、前記基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする。
- [0012] また、前記目的治療領域設定手段は、複数の閉曲線を合成してから前記閉曲線の交差部分をスムージングして設定し、前記総治療時間推定手段は、前記閉曲線毎に基準線を設定し、前記複数の基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする。
- [0013] 本発明によれば、被検体の断層像を取得し治療経過をモニタリングする治療支援用画像処理装置において、前記断層像上からモニタリング画像を選択し、その上に目的とする治療領域を設定する目的治療領域設定手段と、前記モニタリング画像に既に治療したと考えられる既治療領域を設定する既治療領域設定手段と、上記既治療領域に基づいて、所定時間経過後の治療領域を予測し、この予想される治療領域を少なくとも1つの色情報で表示する表示手段と、を備えた治療支援用画像処理装置を提供する。
- [0014] また、前記表示手段は、前記目的治療領域と前記既治療領域と前記予測治療領域とはそれぞれ異なる色情報を割り当てて表示する。

- [0015] また、前記表示手段は、上記目的治療範囲に色情報を割り当てて表示することを特徴とする。
- [0016] また、前記表示手段は、上記目的治療領域に色情報を割り当てて表示するとともに、治療中の部位の変化を色で表示することを特徴とする。
- [0017] また、前記表示手段は、複数時点における上記既治療領域にそれぞれ異なる色情報を割り当てて表示することを特徴とする。
- [0018] また、前記表示手段は、上記予測された治療領域に色情報を段階的に割り当てて表示することを特徴とする。
- [0019] また、前記表示手段は、複数時点における上記予測された治療領域をそれぞれ所望の色階調で表示することを特徴とする。
- [0020] また、前記表示手段は、前記予測された治療領域と、前記既治療領域とのうち少なくとも一つを、前記目的治療領域に重ね合わせて表示することを特徴とする。
- [0021] 本発明によれば、被検体の断層像を取得し治療経過をモニタリングする治療支援用画像処理装置において、前記断層像を作成するためのデータを記憶する画像メモリと、前記断層像作成用のデータから計測値を求める計測値算出手段と、前記計測値を温度に読み替える計測値-温度変換手段と、前記読み替えされた温度に対して色情報を割り当て温度色表示をするカラーテーブルと、前記画像メモリに記憶された断層像作成用のデータにグレースケール階調を割り当てるルックアップテーブルと、前記温度色表示とグレースケール階調が割り振られた断層像作成用のデータとの合成を指示するモニタリングモードスイッチと、前記合成された温度色表示と断層像作成用のデータを画像として表示する表示手段と、を備えた治療支援用画像処理装置を提供する。
- [0022] また、前記計測値-温度変換手段は、CT値を計測値とするものであり、25度付近でのCT値が0である組織が0度以下において-20から-50のCT値を有するとして、CT値を温度に読み替えることを特徴とする。
- [0023] また、治療支援のための表示モードを選択する治療支援表示モード選択手段と、表示したい治療進行イメージの治療開始後の時間を入力する時間選択入力手段と、前記選択された時間における治療進行イメージを作成する治療進行イメージ作成手

段と、前記目的治療領域と前記既治療領域のうち少なくとも一方と前記治療進行イメージとを表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする。

[0024] また、前記目的治療領域と前記既治療領域のうち少なくとも一方と前記治療進行イメージとの間の差分画像を作成する差分画像作成手段と、を備え、前記表示手段は、前記目的治療領域と前記既治療領域のうち少なくとも一方と前記差分画像とを表示することを特徴とする。

[0025] また、前記表示手段は、前記目的治療領域と、前記既治療領域と、前記治療進行イメージと、前記差分画像とに、それぞれ異なる色情報を割り当てて表示することを特徴とする。

発明の効果

[0026] この発明によれば、治療のモニタリング時に治療が終了するまでに要する時間を推定することで、残りの治療計画の精度向上、さらには画像取得回数を低減することができる。また、治療のモニタリング時に病巣と治療効果を期待できる温度の領域を容易に把握することができるという効果がある。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]本発明による治療支援用画像処理装置の実施例を示すブロック図である。

[図2]本発明の治療支援用画像処理装置の実施例に係る画像処理装置の構成を示す図である。

[図3]肝臓の冷凍治療時の治療支援表示の一例である。

[図4]治療支援用画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。

[図5]モニタリング画像における治療時間と、治療領域を示す距離との関係を示すグラフである。

[図6]基準線や閉領域の設定方法の別の例を示す図である。

[図7]複数のプローブを用いた場合の閉領域の設定方法を示す図である。

[図8]本発明の治療支援用画像処理装置の別の実施例に係る画像処理装置の構成を示す図である。

[図9]図8の計測値-温度変換手段の一例を示す図である。

[図10]実施例3に関わる治療支援用画像処理装置の動作を示すフローチャート図で

ある。

[図11]図10の治療支援用画像処理装置の画像処理部の構成を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

[0028] [実施例1]

以下、本発明の実施例1を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図1は、本発明による治療支援用画像処理装置の実施例を示すブロック図である。この治療支援用画像処理装置は、システム全体を統括制御するホストコンピュータ1と、X線源2、X線制御部3、X線検出器4、計測回路5などの計測部を搭載した回転盤14と、この回転盤14の回転走査を制御するスキャナ制御部6と、被検体の位置決め時やらせん走査時の搬送用被検体テーブル7及びテーブル制御部8と、前処理・再構成処理をはじめとする各種画像処理を実施する画像処理装置9などからなる。計測制御部10は、ホストコンピュータ1からの指示に従って、スキャナの回転盤14に搭載されたX線制御部3及び計測回路5の動作を制御する。X線制御部3及び計測回路5は、計測制御部10からの指示に従ってX線の曝射及びデータ計測の計測動作を開始する。外部記憶装置11は、装置全体の制御プログラムを格納したり、計測回路5から出力される計測データやそれを処理して得られた断層像データや各種プログラム等を格納した磁気ディスク、フロッピディスクドライブ、ハードディスクドライブ、CD-ROMドライブ、光磁気ディスク(MO)ドライブ、ZIPドライブ、PDドライブ、DVDドライブなどである。表示装置12は、画像データを一時記憶する表示メモリと、この表示メモリからの画像データに基づいて画像を表示するCRTディスプレイなどである。入力デバイス13は、画面上のソフトスイッチを操作するマウスやそのコントローラ、各種パラメータ設定用のキーやスイッチを備えたキーボードなどで構成され、各種の指令や情報などをホストコンピュータ1に入力するものである。ホストコンピュータ1は、このような構成の治療支援用画像処理装置を通信インターフェイスを介してLAN(ローカルエリアネットワーク)やインターネット、電話回線などの種々の通信ネットワーク上に接続可能とし、他のコンピュータやCT装置などとの間で画像データのやりとりを行えるようにしてもよい。

[0029] 図2は、この発明の治療支援用画像処理装置の一実施の形態に係る画像処理装

置の構成を示す図である。この画像処理装置は、目的治療領域設定部21、基準点設定部22、既治療領域設定部23、総治療時間推定部24及び治療時間提示部25からなる。目的治療領域設定部21は、治療時のモニタリング断面で病巣を十分に覆うことのできる領域を指定するものであり、領域指定は円形、矩形、自由曲線などの様々な形状で指定することができるようになっている。冷凍治療の場合のように楕円形の治療領域(アイスボール)が成長する場合などその治療方法に応じて使い分けるようになっている。基準点設定部22は、一般的には治療の原点を指定するものであり、冷凍治療では最も温度の低いところなどで、例えば治療用プローブの先端部などを基準点として設定する。既治療領域設定部23は、既に組織が壊死するであろう温度に達したと考えられる領域を設定するものであり、画像上で操作者自身が指定したり、閾値処理などで自動的に抽出するようにしても良い。総治療時間推定部24は、目的治療領域設定部23で設定された領域を治療するのに必要な所要治療時間を算出するものである。治療時間提示部25は、総治療時間推定部24で算出された推定終了時間を表示装置12などに表示して観察者に提示するものである。

[0030] 図3は、肝臓の冷凍治療時の表示部での表示イメージである。図3には、点線で示した目的治療領域31、時刻 t_1 における既治療領域B1、時刻 t_2 における既治療領域B2、治療の原点を示す基準点P、及び治療終了時間を推定するための基準線L1、L2のそれぞれの関係が示してある。すなわち、プローブ30の先端から放出されたガスが放射口の近傍である基準点Pから順次組織を凍らせ、次第に病巣部を覆って行くようすが図3には示されている。図4は、この治療支援用画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。以下、この治療支援用画像処理装置の動作について説明する。

[0031] ステップS40では、この実施の形態に係る治療支援用画像処理装置は、治療に先立って穿刺する断面、すなわちモニタリングする断面を決定し、それをモニタリング画像IMG0として取得する。

[0032] ステップS41では、目的治療領域設定部21がGUI(Graphical User Interface)を用いてモニタリング画像IMG0に目的治療領域31を設定する。

[0033] ステップS42では、治療が開始されるので、その治療経過時の画像を観察するため

に適宜治療経過画像が取得される。治療が開始してから時刻 t_1 経過時の治療経過画像としてモニタリング画像IMG1と、時刻 t_2 経過時の治療経過画像としてモニタリング画像IMG2とがそれぞれ取得される。

- [0034] ステップS43では、治療経過画像の中から治療による凍結領域が、例えばMRIでは黒い低信号として描出されるので、既治療領域設定部23は、モニタリング画像IMG1, IMG2から凍結領域を抽出し、その境界部座標を各モニタリング画像IMG1, IMG2における既治療領域B1, B2として設定する。
- [0035] ステップS44では、基準点設定部22が、モニタリング画像IMG1に基づいて、基準点Pを定義する。
- [0036] ステップS45ーステップS49までの処理は、総治療時間推定部24が行う処理である。
- [0037] ステップS45では、治療領域の拡大方向に基準点Pから時間推定に用いる直線L1(治療領域を算出するための基準線)を定義する。最初に定義する基準線L1は図3に示すようにガスの放射方向に沿った基準線L1である。基準線は1本でも良いが、複数定義することで時間推定精度を向上することができる。従って、基準線を複数定義する場合は基準線L1となす角度 θ をパラメータとするか、あるいは境界を定義した個々の座標を用いて求めるようにしてもよい。図3では、基準線L1にたいして角度 θ_1 の基準線L2を定義している。
- [0038] ステップS46では、基準点Pから定義した基準線L1と、各々のモニタリング画像IMG1, IMG2の既治療領域B1, B2との交点C1, C2を求める。
- [0039] ステップS47では、基準点Pから各交点C1, C2までの距離 d_1 , d_2 を求める。
- [0040] ステップS48では、対象画像であるモニタリング画像IMG1及びIMG2の少なくとも2枚の画像に対してステップS46, 47の処理が終了したか否かの判定を行い、終了した場合にはステップS49に進み、終了していない場合にはステップS46にリターンし、同様の処理を繰り返し実行する。
- [0041] ステップS49では、治療経過を示すモニタリング画像IMG1, IMG2の凍結領域である既治療領域B1, B2に達するまでに、それぞれの治療時間 t_1 , t_2 を要したことは既知なので、あらかじめ設定した目的治療領域31と基準線L1の交点Cまでの距離Dを求め、基準点Pから各交点C1, C2までの距離 d_1 , d_2 に到達するのに要した治療時間 t_1

、 t_2 との関係から、治療に要する時間 T を算出する。図5は、上述のモニタリング画像IMG1、IMG2における治療時間 t_1 、 t_2 と、治療領域を示す距離 d_1 、 d_2 との関係を示すグラフである。図5からも明らかなように、これらの比から(あるいは回帰によって)目的治療領域31の治療に要する時間 T を算出することができる。なお、複数のプローブを用いた場合には、その基準点をプローブの数だけ設定し、各々について基準線を設定して求めれば良い。例えば、基準線を複数設定した場合には、それぞれの基準線において前述の時間 T を算出し、最も大きい時間 T を治療に要する時間としたり、各基準線において算出された時間 T の平均を治療に要する時間とすることができる。

[0042] ステップS4Aでは、治療時間提示部25が推定すべく算出された総治療時間を数値で観察者に表示する。なお、この治療時間提示部25は、既治療領域と1分後、2分後の治療領域を予測し、その予測治療領域を断層像上に段階的に色情報で示すようにしてもよい。また、表示する色やグレイには透過度を設定できるようにし、モニタリング画像の濃淡情報と重畳表示可能にしてもよい。ここで色情報とは、白、黒及びグレイを含めたカラーの色合いやその濃度および模様を含むものとする。また、モニタリング画像では無く、治療前の画像に重畳表示する方が病巣との位置関係の把握が容易な場合は、治療前の画像を用いても良い。

[0043] 上述の実施の形態では、2枚のモニタリング画像IMG1、IMG2に基づいて総治療時間を算出する場合について説明したが、複数 n 枚のモニタリング画像に基づいて判断することによって、より高精度に総治療時間を推定することが可能となる。

[0044] なお、基準線や閉領域の設定方法は種々考えられるが、図6(A)に示すように閉領域の重心位置 G_0 から等角度間隔(図では約 15° 間隔)で放射状に交点を求める。交点と基準点を結ぶ線を基準線とし、基準線上における治療進捗をもとに前記総治療時間を推定することになる。

[0045] あるいは、図6(B)のように基準線 L_1 に垂直な直線を等間隔(不当間隔でも当然良いが)で設定して交点を求めることも考えられる。基準点から前記目的治療領域を二等分する少なくとも一本の基準線 L_1 を指定し、基準線を所定間隔(等間隔でも不等間隔でもよい)に分割する垂線が目的治療領域と交差する点を求め、これら点と基準点を結ぶ線をさらに基準線とし、基準線上における治療進捗をもとに前記総治療時間

を推定することになる。

- [0046] あるいは、目的治療領域の輪郭を表示する表示部上の画素中の所定間隔の画素と基準点を結ぶ線を基準線とし、基準線上における治療進度をもとに総治療時間を推定してもよい。これはすなわち、閉曲線の境界画素の画素数を等しくサンプルしてこれらサンプル点に向かって追加の基準線を引いて推定に用いるものである。

このようにして、求めた交点と基準点Pを結ぶことによって基準線を複数形成することができるので、前述のように所定時間経過後の治療領域を予測し、その予測治療領域を高精度に描画することができるようになる。

- [0047] 図7は、複数のプローブを用いた場合の閉領域の設定方法を示す概念図である。図7に示すように、複数のプローブ30a, 30bを用いた場合には、複数の基準線La, Lbと、両方の閉曲線70a, 70bを含むような閉領域を設定することが好ましいが、両方の閉領域70a, 70bの論理和をとった領域が実際の治療領域であり、なおかつ図7に示すように両方の閉領域70a, 70bの論理和をとった閉領域の場合はその境界付近がくぼんだ領域となるが、実際にはこのくぼんだ領域にはさらに広く治療領域が及んでいと考えられるので、図示のようにくぼんだ領域はスムーズな閉領域として点線のようなスムージング処理を施した合成領域71(点線で示す領域)を定義するのが望ましい。

- [0048] スムージングを施した合成領域71は、境界線の連続性、角度、曲率などの、情報を用いて決定すればよい。具体的なスムージングの例としては、両閉領域の法線のなす角度など定量値を基にスムージングの度合いを決定しても良いが、重心からの距離に対して移動平均を取り、距離が大きくなる領域のみスムージング結果を採用するのが最も簡易である。総治療時間の予測に関しては複数の基準線上での治療進度の平均値、最大値、及び最小値等任意のものを使い予測可能である。

- [0049] また、既治療領域を複数時点で取得して関数近似することで総治療時間を推測してもよい。たとえば、図3の既治療領域B1, B2の外形を座標上の時間の関数として近似式を作成し、時間変数に所定の時間を代入して治療時間と治療範囲の関係を求めてもよい。ここで近似する手法としてはカーブフィッティングなど公知のものが使用可能である。

- [0050] [実施例2]

本実施例は基本的に実施例1と同様の構成や処理を用いており、特に断らない限り実施例1におけると同じ処理をする。また、同じ参照番号は実施例1におけると同一部分を示す。

[0051] 図8は、この発明の治療支援用画像処理装置の別の実施例に係る画像処理装置の構成を示す図である。この画像処理部9は、図8に示すように、計測値算出部82、計測値-温度変換部83、カラーテーブル84、入力スイッチ85、ルックアップテーブル(LUT)86、画像合成部87、及び画像メモリ81から構成される。画像メモリ81は、計測回路5から出力される計測データ、計測値、又はこれを再構成して得られた断層像を一時的に記憶するものである。ルックアップテーブル(LUT)86は、CT画像を表示するためのグレースケールを与えるルックアップテーブルを常に保存しており、例えば、表示階調の中心がCT値で40、幅が100であれば、-10〜90までのCT値を0〜255のグレースケール階調に割り振るようになっている。例えば、CT値40の画素は127レベルの階調値になり、RGB値はすべてが等しくなる。ルックアップテーブル(LUT)86は、計測データ又は断層像から計測値を算出後、上記のようにグレースケール階調に割り振るようになっていてもよい。

[0052] 計測値算出手段82は、画像メモリ81からの計測データに基づいてCT値を算出する。計測値-温度変換手段83は、たとえば図9に示すようなCT値-温度変換テーブルを有しており、計測値算出手段82から出力されるCT値を対象部位の温度に変換する。このCT値-温度変換テーブルは、あらかじめ動物実験を実施し、治療中の温度を測定しながら治療シミュレーションを行って求めておくのが最も信頼性が高いと考えられる。別の手法としては、水の温度を変化させながらそれを撮影して代用することも可能である。いずれにしても、図9に示すような横軸に温度、縦軸にCT値とした対応曲線を求め、それをテーブル化したものである。カラーテーブル84は、温度に対して色調、濃度、透明度等の色情報を割り当てるもので、例えば温度が上昇すると赤に近づき、下降すると青に近づくなどの設定がなされているカラーテーブルを備え、変換後のカラー情報をモニタリングモードスイッチ85を介して画像合成手段87に出力する。

[0053] X線CT装置の場合、再構成画像はCT値と呼ばれる絶対値をもとに作成されるので

、再現性良く定量化が可能である。実際には、冷凍治療中の凍結状態から常温までの間に20〜50程度のCT値の変化があると言われている。モニタリングモードスイッチ85は、モニタリングモードを切り替えするものである。図8は、画像合成部87は、モニタリングモードスイッチ85がオン/オフで制御されるものを例示しており、モニタリングモードスイッチ85がオフの場合は、通常通り、表示部上や画像メモリ上の画像をLUT86によって指定された階調で表示し、オンの場合は、適宜、温度情報等を元にして決定された色情報と合成して表示する。

[0054] 図8の画像処理装置の動作例を説明する。まず、治療中にモニタリングモードを選択すると、モニタリングモードスイッチ85がオンとなる。そして、画像メモリ81に記憶されている画像の関心領域が入力デバイス13によって設定されると、計測値算出部82はその領域の各画素のCT値を読み出し、CT値-温度変換部83に出力する。CT値-温度変換部83は、入力されるCT値を温度情報に変換してカラーテーブル84に出力する。ノイズが多い場合は断面内、あるいは複数のスライスが取得されていればスライス方向にフィルタ処理を施すことで、近傍画素との平均的な温度として算出する場合もある。

[0055] 冷凍治療(Cryosurgery)時には、治療前を青(あるいは透明)、治療効果が期待できる温度で赤に変化するように、あるいは連続的に近づいていくように表示することが好ましい。このような色の設定においては種々の変更が可能で、これに限定されるものではないが、治療効果の期待できる温度に達したことが容易に視認できることが望ましい。

[0056] 画像合成部87は、温度を元にカラーテーブル84で変換されたカラー情報と、元のCT画像の表示色とを合成して表示装置12に表示する。例えば、透過度パラメータ q を用い、各RGB値の加重和を新たな色として表示する。例えば、元の階調を C_{gray} 、温度対応色が C_{red} , C_{blue} , C_{green} とすれば、新しい表示色 R , G , B は、

$$R = (1.0 - q) \times C_{red} + q \times C_{gray}$$

$$G = (1.0 - q) \times C_{green} + q \times C_{gray}$$

$$B = (1.0 - q) \times C_{blue} + q \times C_{gray}$$

となる。

- [0057] 本発明はこのような色の合成方法に限定されるものではない。また、表示部にはアキシャルだけでなく、サジタル、コロナルなどの断面を同時に表示しておくことが望ましい。特に、X線ビーム幅の広いコーンビームCTにおいては一回の撮影でアイスボールの成長の様子が把握できるため特に好適である。
- [0058] なお、時系列画像を比較し、アイスボールの成長速度を評価する手段を設け、病巣部を十分アイスボールが覆うまでに要する時間を推定するような付加機能を追加してもよい。
- [0059] また、そのときの成長速度の評価手段は、ガスの照射中心から治療領域の端までの距離と時間との関係で定義することができる。表示手段の好適な例としては、現状の治療領域と1分後、2分後の治療領域で段階的に色又は透過度を変更するように表示することが好ましい。表示部には、設定された色と治療前や治療中の画像の色とを合成したものであって、画像は断面変換した画像(MPR)を含んでもよい。
- [0060] [実施例3]
- 上記実施例1は治療完了までの時間を予測して表示するものであった。時間表示に換えて、あるいは時間表示に加えて、治療の進行していくイメージを作成して表示してもよい。こうすることで、たとえばアイスボールが十分病巣部を覆うまでに要する時間や条件を順次に一目で確認できる。
- [0061] 図10と11を用いて実施例3を説明する。なお、本実施例は基本的に実施例1と同様の構成や処理を用いており、特に断らない限り実施例1における同じ処理をする。また、実施例1と同じ参照番号は同一部分を示す。
- [0062] 上記の治療進行イメージの表示は、たとえば実施例1に記載した総治療時間推定部94の機能を改変して、たとえば1分後や2分後など分刻みでは治療はどこまで進行するかを推測し、これら複数時点で治療が完了したイメージを元の断層像に重ね合わせて表示する。
- [0063] 図11に示す通り、本実施例の画像処理部9には、画像再構成処理部9Z、画像メモリ81、実施例1において説明したと同様の画像解析部96に加えて、支援画像作成部9Nが含まれる。支援画像作成部9Nには、治療支援モード選択部9G、表示治療進行イメージの時間選択入力部9H、治療進行イメージ作成部9I、患部モニタリング画像との

差分画像作成部9J、および画像作成部9Kが含まれる。

- [0064] 図10のステップ40からステップ49までにおいて、たとえば図3に示すような目的治療領域31の設定に基づいて、既治療領域B1, B2の基準点Pから各交点C1, C2までの距離 d_1 , d_2 と、既治療領域B1, B2が凍結するまでの治療時間 t_1, t_2 との関係から、治療の進度を把握する。ここまでのステップは実施例1と同様であり、実施例1に記載の通り基準線L2も併用したり、図6のようにさらに多くの基準線を使用したり、図7のように複数のプローブを使用してもよい。これらの場合でも、それぞれの基準線中、最も速く患部を治療完了する基準線上の進度や、最も遅く患部を治療完了する基準線上の進度や、平均化した進度を把握可能であり、それらをもとにして計算した時間を総治療時間として使用する。
- [0065] ステップ4Bで図11の治療支援表示モード選択部9Gは治療支援表示のモードを選択する。選択可能なモードとしては、実施例1と同じ総治療時間T、後述する任意の指定時間における治療進行イメージ、任意の指定時間における治療進行イメージと目的治療領域との差分画像、任意の指定時間における治療進行イメージと既治療領域との差分画像のいずれか、後述するグラフ、治療誤差画像、あるいはこれらのうち任意のものとの組み合わせなどがある。
- [0066] 指定時間における治療進行イメージと指定時間における治療進行イメージとの差分画像のうちいずれか一方を選択した場合は、表示すべき治療進行イメージの時間を図11での表示治療進行イメージの時間選択入力部9Hに入力して指定する。この際、ステップ4Aにて総治療時間Tを事前に提示しておいて、その時間を参照して治療進行イメージを得たい時間を指定してもよいし、何も指定しない場合はデフォルトで総治療時間Tが指定されるようにしておいてもよい。また、この時間は複数指定できるようにしてもよい。
- [0067] ステップ4Dでは、図11の治療進行イメージ作成部9Iにて、上記ステップ4Cで入力された時間における治療進行イメージを作成する。
- [0068] ステップ4Eでは、図11の患部モニタリング画像との差分画像作成部9Jにて、上記ステップ4Dで作成された治療進行イメージと治療前の画像IMG0との差分画像を作成する。なお、ここで差分する画像は、治療前の画像IMG0に限らず、さらに一つ前の治

療進行イメージであってよい。

- [0069] ステップ4Fでは、ステップ4Bで選択された治療支援表示のモードに応じて、総治療時間T、指定時間における治療進行イメージ、指定時間における治療進行イメージとの差分画像のいずれか、あるいはこれらのうち任意のものの組み合わせのいずれかの画像表示を合成する。上記合成は図11の画像作成部9Kにて行う。なお、画像作成に際しては、異なった時間の治療イメージを別の色で表示したり、ある時間における治療部位周辺の温度分布も実施例4に記載した手法にてさらに重ね合わせて表示してもよい。こうすることで、たとえば、現在と1分後と2分後の治療領域をそれぞれ別の色や透過度で表示することができる。また、現在と1分後と2分後の治療領域をそれぞれ別の色で表示するとともに、その温度分布をそれぞれの色の透過度で表示してもよい。
- [0070] そのほか、色座標や領域を描画する線の幅や線種を駆使して、時間に応じた治療進行イメージや温度分布を様々に表示してもよい。
- [0071] 以上のように表示することで、治療部位全体とその周辺の正常組織にとって最適な治療時間を決定するのに有用となる。
- [0072] ステップ4Eにおける治療進行イメージと治療前の画像IMG0との差分画像を作成すると、治療中の進捗状況を把握しやすくなることができる。差分画像は微分成分であるので、治療進度の加速度が評価しやすい。たとえば、差分画像ではプローブ30やプローブにより生じうるアーチファクト成分も都合よく除去される。また、データを差分した結果、治療が進行した領域にのみ画像が現れるので好都合である。
- [0073] 差分画像作成時に差分に用いた、たとえばIMG0の画像上に重畳表示することもできる。あるいは、差分の面積や体積(3次元像の場合)を求めて、その面積変化や体積変化を時間軸に対してグラフ表示することで治療進度の変化が把握しやすくなる。
- [0074] 差分画像の作成にあたっては、治療中にプローブがずれることがあるので、閾値処理やノイズ除去処理が必要となる。ノイズ除去処理はラベリング後に面積を求め、特定の面積以上のもののみを対象とする公知の手法を使用できる。
- [0075] なお、本実施例で示した差分画像作成部9Jは、X線CT装置によって治療経過をモニタする場合、治療経過を予測表示するために用いるだけでなく、更新して取得した

既治療領域と治療進行イメージとの治療誤差画像を作成し、誤差から血管等の存在によって温度伝達が遅れている領域の抽出に用いることが可能である。なお、目的治療領域、既治療領域、治療進行イメージ、及び差分画像には、それぞれ異なる色情報を割り当ててもよい。また、割り当てる色は、上述した計測値-温度変換手段によって求めた温度に応じて変化させてもよい。

[0076] この場合、曲率や不連続点などを画像上で認識して、差異の領域を抽出していけばよいが、これに限らず差異を認識して抽出できればいかなる方法であってもよい。

こうすることで、治療の遅れた部分に血管の存在を疑う機会が治療をする者に与えられる。治療者はこれを判断し治療計画を変更可能であり、治療対象ではない血管が閉塞してしまうことなどを避けることができる。

[0077] なお、以上いずれの実施例においても、使用する画像は断面変換した画像(MPR)でもよい。また、表示部にはアキシャルだけでなく、サジタル、コロナルなどの断面や三次元像を同時に表示しておくことが望ましい。

[0078] 特に、X線ビーム幅の広いコーンビームCTを使用した場合には、一回の撮影で三次元像およびアキシャル、サジタル、およびコロナルなどの視点からのアイスポールの成長の様子を把握できるため治療が一層容易となる。

産業上の利用可能性

[0079] 以上、本発明によれば、治療時にモニタリングをしながら、治療が終了するまでに要する時間を推定可能とすることで、残りの治療計画の精度を向上可能である。さらに計画に従って治療を進行するために、画像取得回数を低減して、迅速な熱治療ができる。特にX線を使用した画像を使用する場合は、必要回数だけ撮影するので被曝量を低減可能である。また、治療のモニタリング時に病巣と治療対象領域の位置合わせ、治療対象領域内の血管の存在、温度などの治療条件が実現を容易に把握することができるので、治療時に非常に有用な支援情報を提供できる。

請求の範囲

- [1] 被検体の断層像を取得し治療経過をモニタリングする治療支援用画像処理装置において、
前記断層像上からモニタリング画像を選択し、その上に目的とする治療領域を設定する目的治療領域設定手段と、
前記モニタリング画像上に既に治療したと考えられる既治療領域を設定する既治療領域設定手段と、
前記目的治療領域設定手段により設定した目的治療領域の治療が終了する時間を前記既治療領域に基づいて推定する総治療時間推定手段と、
を備えたことを特徴とする治療支援用画像処理装置。
- [2] 前記総治療時間推定手段は、複数のモニタリング画像内の既治療領域について、治療の開始地点である基準点から前記既治療領域の境界までの距離をそれぞれ求め、前記距離の変化に基づいて前記総治療時間を推定することを特徴とする請求項1に記載の治療支援用画像処理装置。
- [3] 前記総治療時間推定手段は、前記目的治療領域上、前記基準点から等角度間隔で放射状に伸びる直線を基準線とし、前記基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする請求項2に記載の治療支援用画像処理装置。
- [4] 前記総治療時間推定手段は、前記基準点から前記目的治療領域を二等分する少なくとも一本の基準線を指定し、前記基準線を所定間隔に分割する垂線が前記目的治療領域と交差する点を求め、これら点と前記基準点を結ぶ線をさらに基準線とし、前記基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする請求項2に記載の治療支援用画像処理装置。
- [5] 前記総治療時間推定手段は、前記目的治療領域の輪郭を表示する前記表示手段上の画素中の所定間隔の画素と前記基準点を結ぶ線を基準線とし、前記基準線上における治療進度をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする請求項2に記載の治療支援用画像処理装置。
- [6] 前記目的治療領域設定手段は、複数の閉曲線を合成してから前記閉曲線の交差

部分をスムージングして設定し、

前記総治療時間推定手段は、前記閉曲線毎に基準線を設定し、前記複数の基準線上における治療進捗をもとに前記総治療時間を推定することを特徴とする請求項3から5のいずれかに記載の治療支援用画像処理装置。

- [7] 被検体の断層像を取得し治療経過をモニタリングする治療支援用画像処理装置において、

前記断層像上からモニタリング画像を選択し、その上に目的とする治療領域を設定する目的治療領域設定手段と、

前記モニタリング画像に既に治療したと考えられる既治療領域を設定する既治療領域設定手段と、

上記既治療領域に基づいて、所定時間経過後の治療領域を予測し、この予想される治療領域を少なくとも1つの色情報で表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とする治療支援用画像処理装置。

- [8] 前記表示手段は、前記目的治療領域と前記既治療領域と前記予測治療領域とはそれぞれ異なる色情報を割り当てて表示することを特徴とする請求項7に記載の治療支援用画像処理装置。

- [9] 前記表示手段は、上記目的治療範囲に色情報を割り当てて表示することを特徴とする請求項7に記載の治療支援用画像処理装置。

- [10] 前記表示手段は、上記目的治療領域に色情報を割り当てて表示するとともに、治療中の部位の変化を色で表示することを特徴とする請求項7又は9に記載の治療支援用画像処理装置。

- [11] 前記表示手段は、複数時点における上記既治療領域にそれぞれ異なる色情報を割り当てて表示することを特徴とする請求項7又は9に記載の治療支援用画像処理装置。

- [12] 前記表示手段は、上記予測された治療領域に色情報を段階的に割り当てて表示することを特徴とする請求項7、9、10又は11のいずれかに記載の治療支援用画像処理装置。

- [13] 前記表示手段は、複数時点における上記予測された治療領域をそれぞれ所望の

色階調で表示することを特徴とする請求項7、9、10又は11のいずれかに記載の治療支援用画像処理装置。

- [14] 前記表示手段は、前記予測された治療領域と、前記既治療領域とのうち少なくとも一つを、前記目的治療領域に重ね合わせて表示することを特徴とする請求項7から13のいずれかに記載の治療支援用画像処理装置。

- [15] 被検体の断層像を取得し治療経過をモニタリングする治療支援用画像処理装置において、

前記断層像を作成するためのデータを記憶する画像メモリと、
前記断層像作成用のデータから計測値を求める計測値算出手段と、
前記計測値を温度に読み替えする計測値－温度変換手段と、
前記読み替えされた温度に対して色情報を割り当て温度色表示をするカラーテーブルと、

前記画像メモリに記憶された断層像作成用のデータにグレースケール階調を割り当てるルックアップテーブルと、

前記温度色表示とグレースケール階調が割り振られた断層像作成用のデータとの合成を指示するモニタリングモードスイッチと、

前記合成された温度色表示と断層像作成用のデータを画像として表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする治療支援用画像処理装置。

- [16] 前記計測値－温度変換手段は、CT値を計測値とするものであり、25度付近でのCT値が0である組織が0度以下において－20から－50のCT値を有するとして、CT値を温度に読み替えることを特徴とする請求項15に記載の治療支援用画像処理装置。

- [17] 治療支援のための表示モードを選択する治療支援表示モード選択手段と、
表示したい治療進行イメージの治療開始後の時間を入力する時間選択入力手段と、

、
前記選択された時間における治療進行イメージを作成する治療進行イメージ作成手段と、

前記目的治療領域と前記既治療領域のうち少なくとも一方と前記治療進行イメージとを表示する表示手段と、

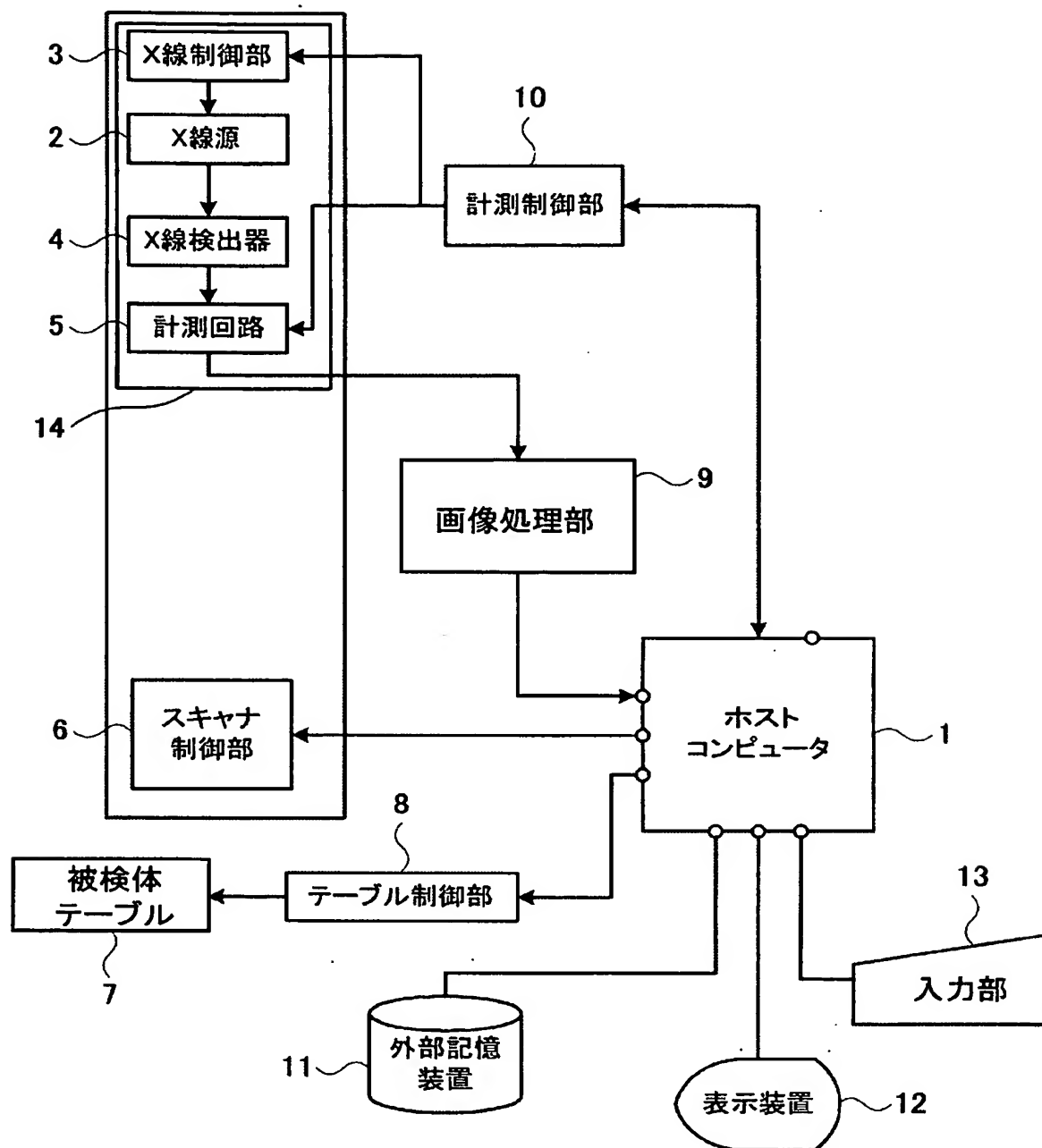
を備えた請求項1又は2に記載の治療支援用画像処理装置。

- [18] 前記目的治療領域と前記既治療領域のうち少なくとも一方と前記治療進行イメージとの間の差分画像を作成する差分画像作成手段と、を備え、

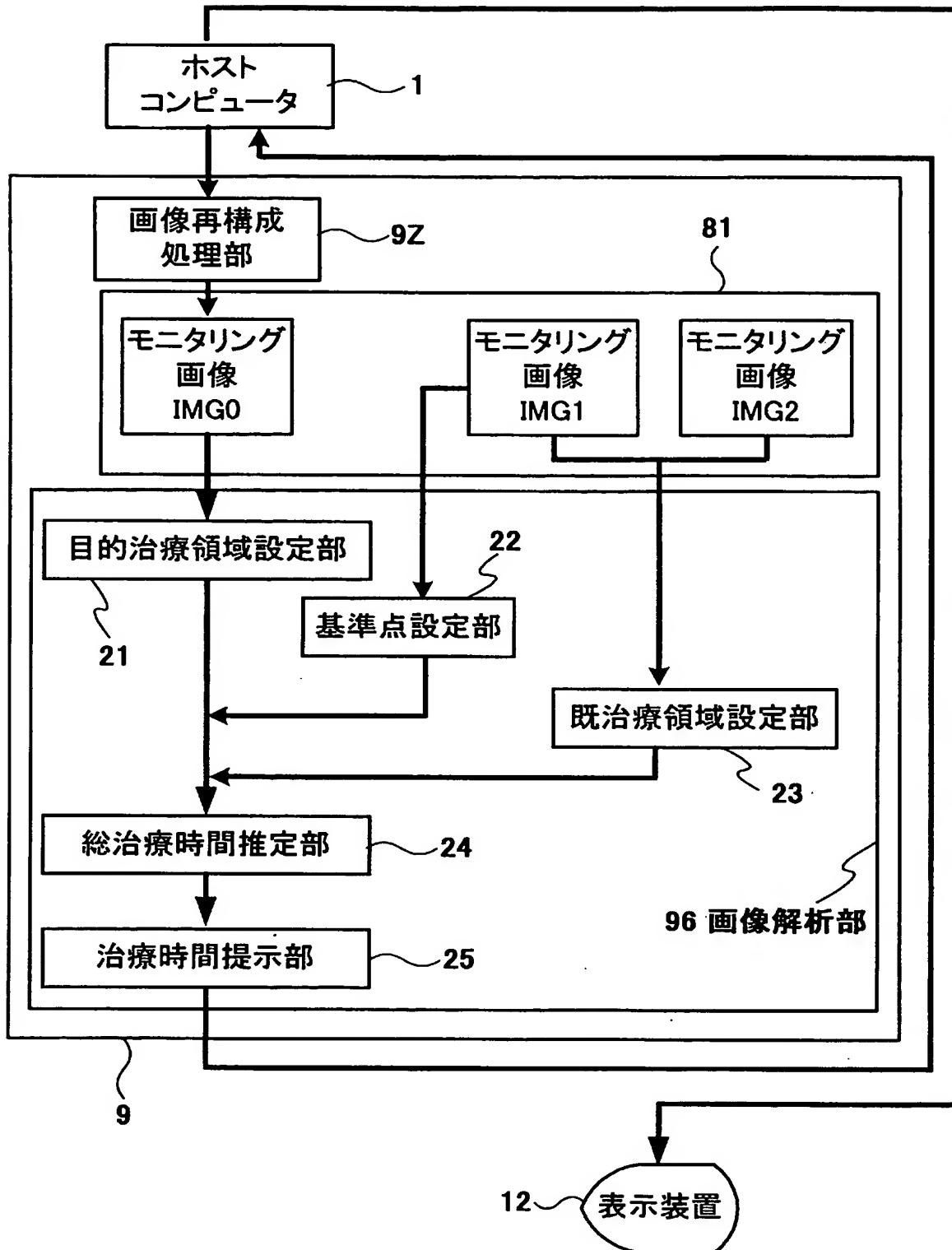
前記表示手段は、前記目的治療領域と前記既治療領域のうち少なくとも一方と前記差分画像とを表示する請求項17に記載の治療支援用画像処理装置。

- [19] 前記表示手段は、前記目的治療領域と、前記既治療領域と、前記治療進行イメージと、前記差分画像とに、それぞれ異なる色情報を割り当てて表示することを特徴とする請求項17又は18に記載の治療支援用画像処理装置。

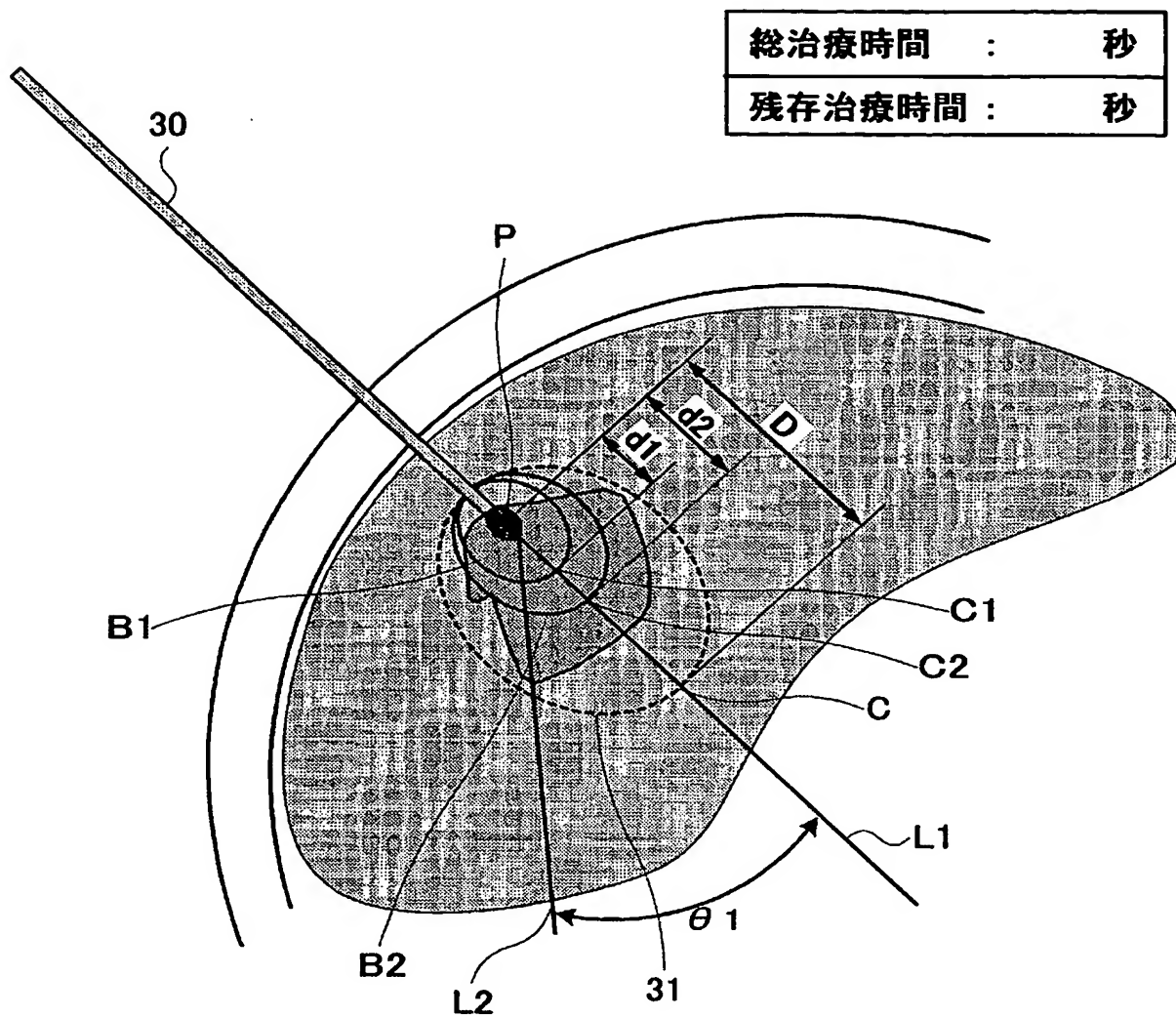
[図1]



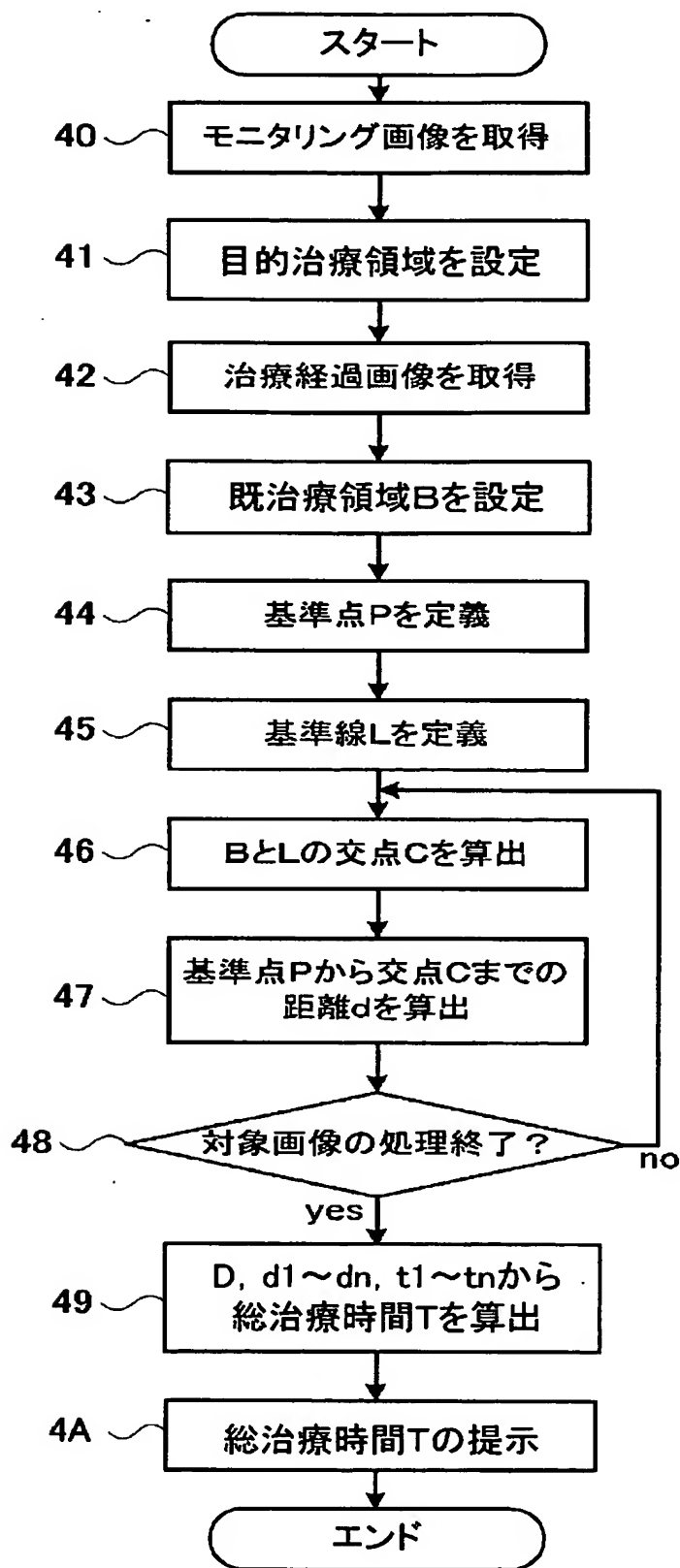
[図2]



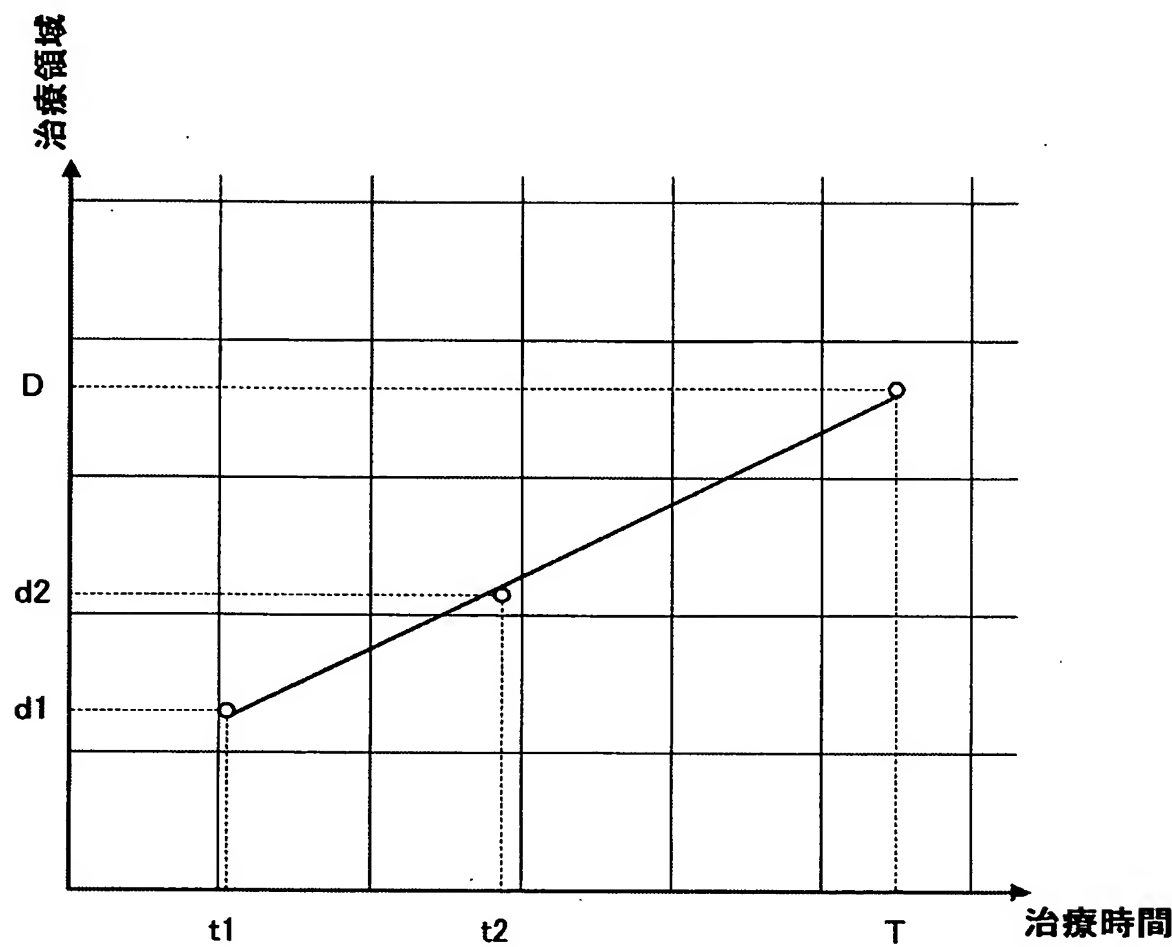
[図3]



[図4]

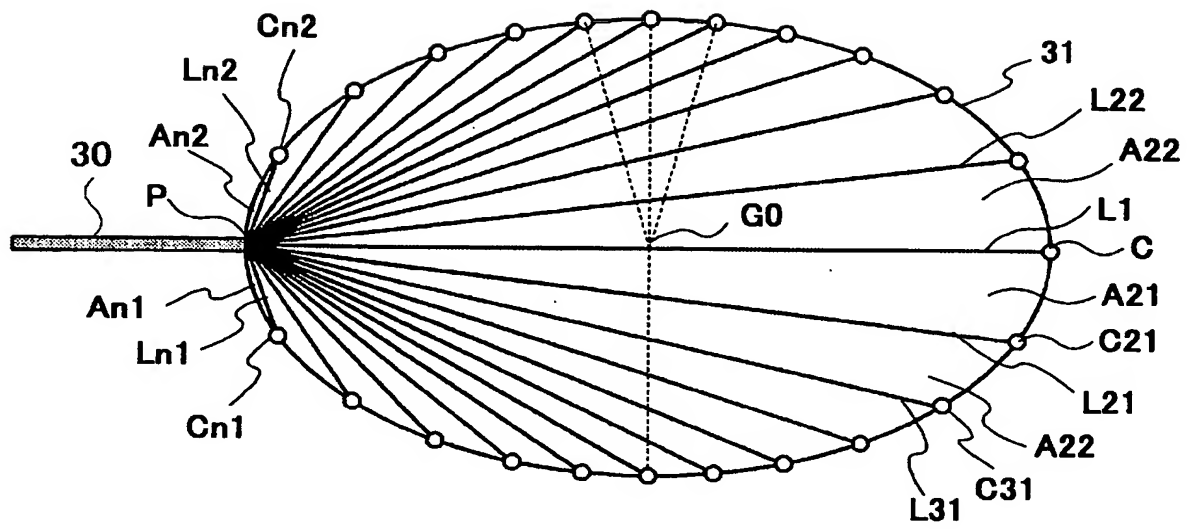


[図5]

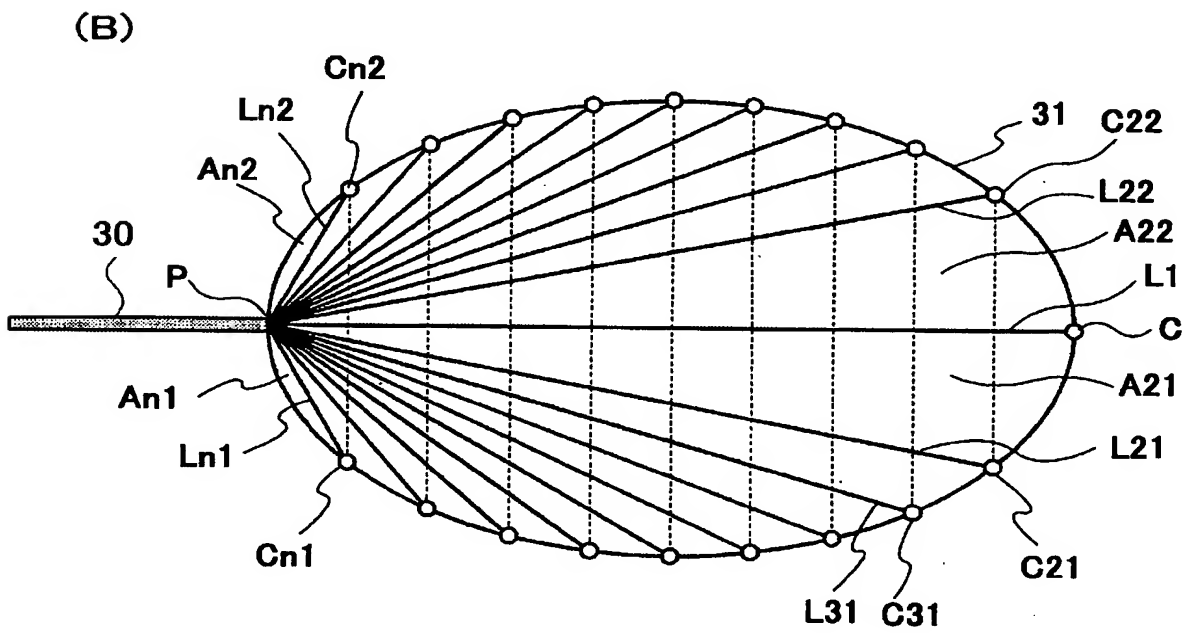


[図6]

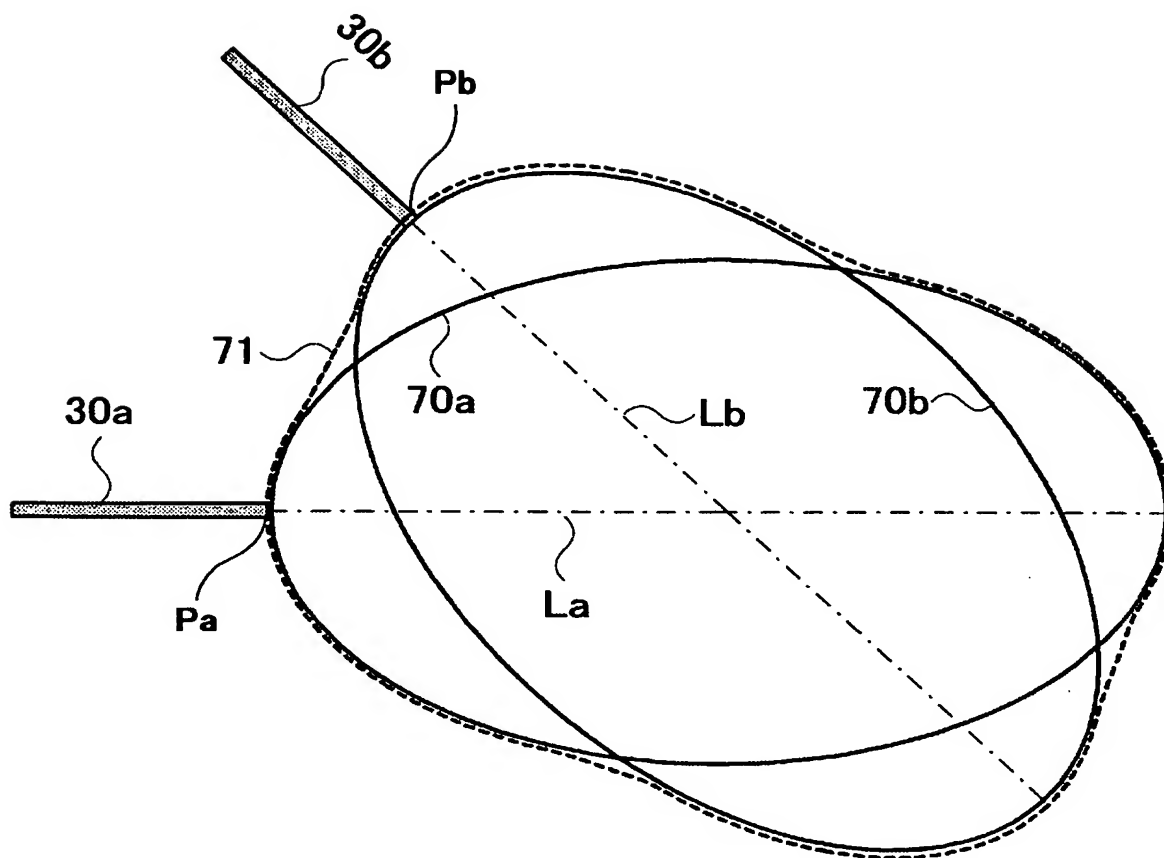
(A)



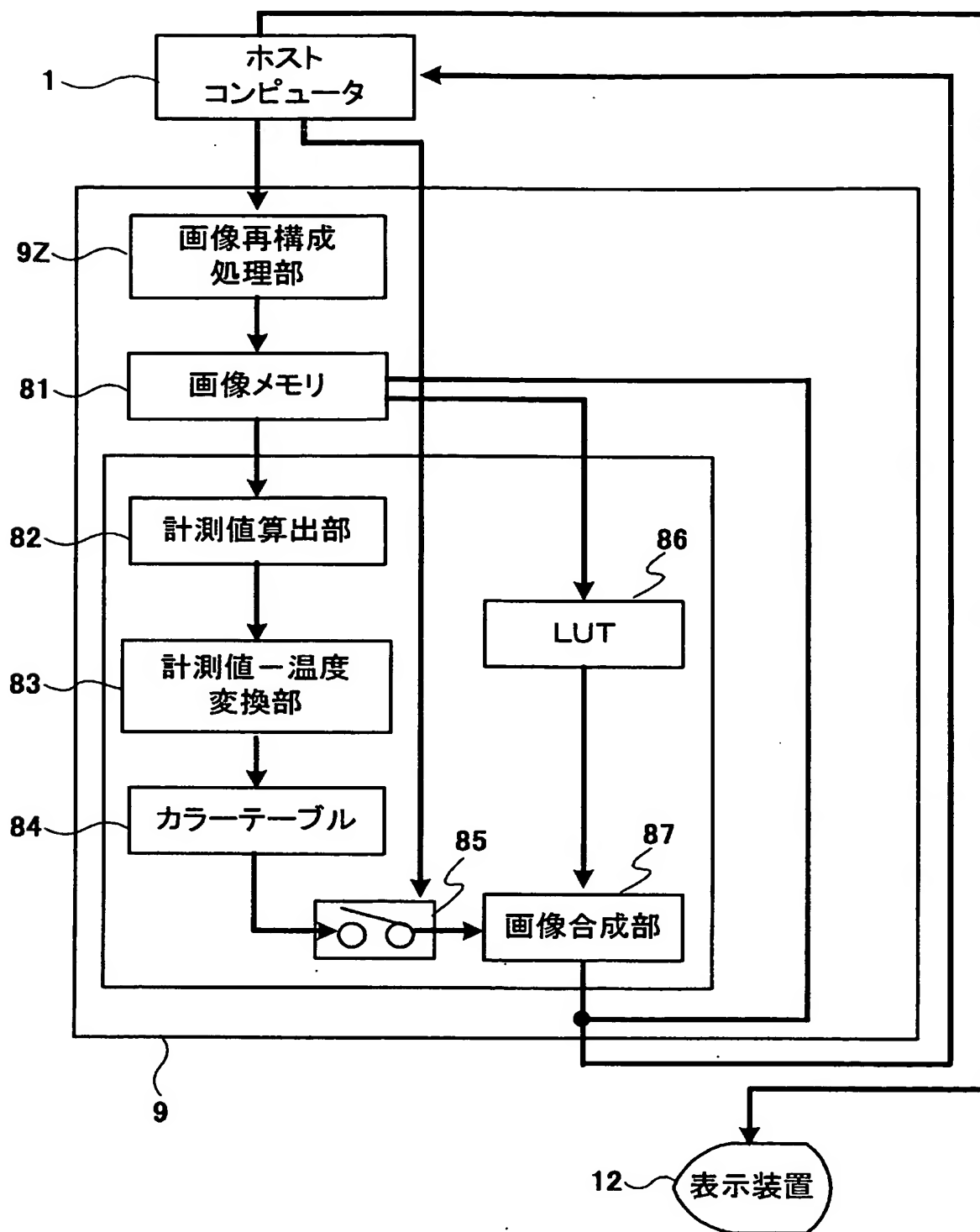
(B)



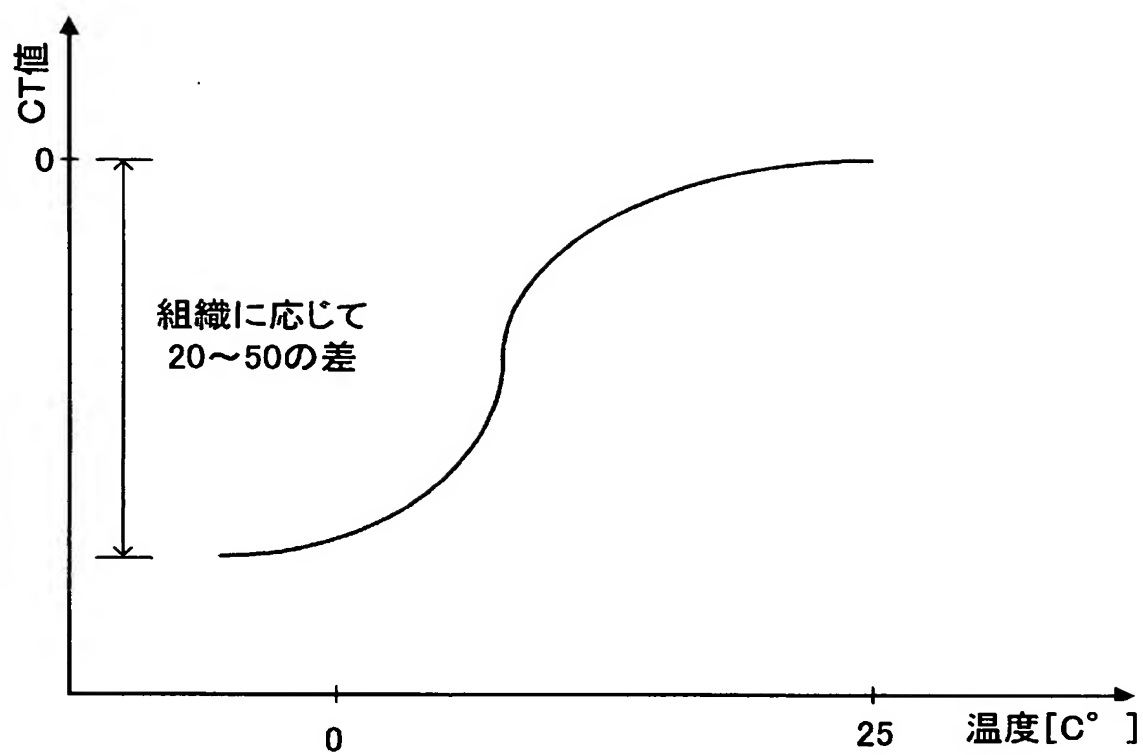
[図7]



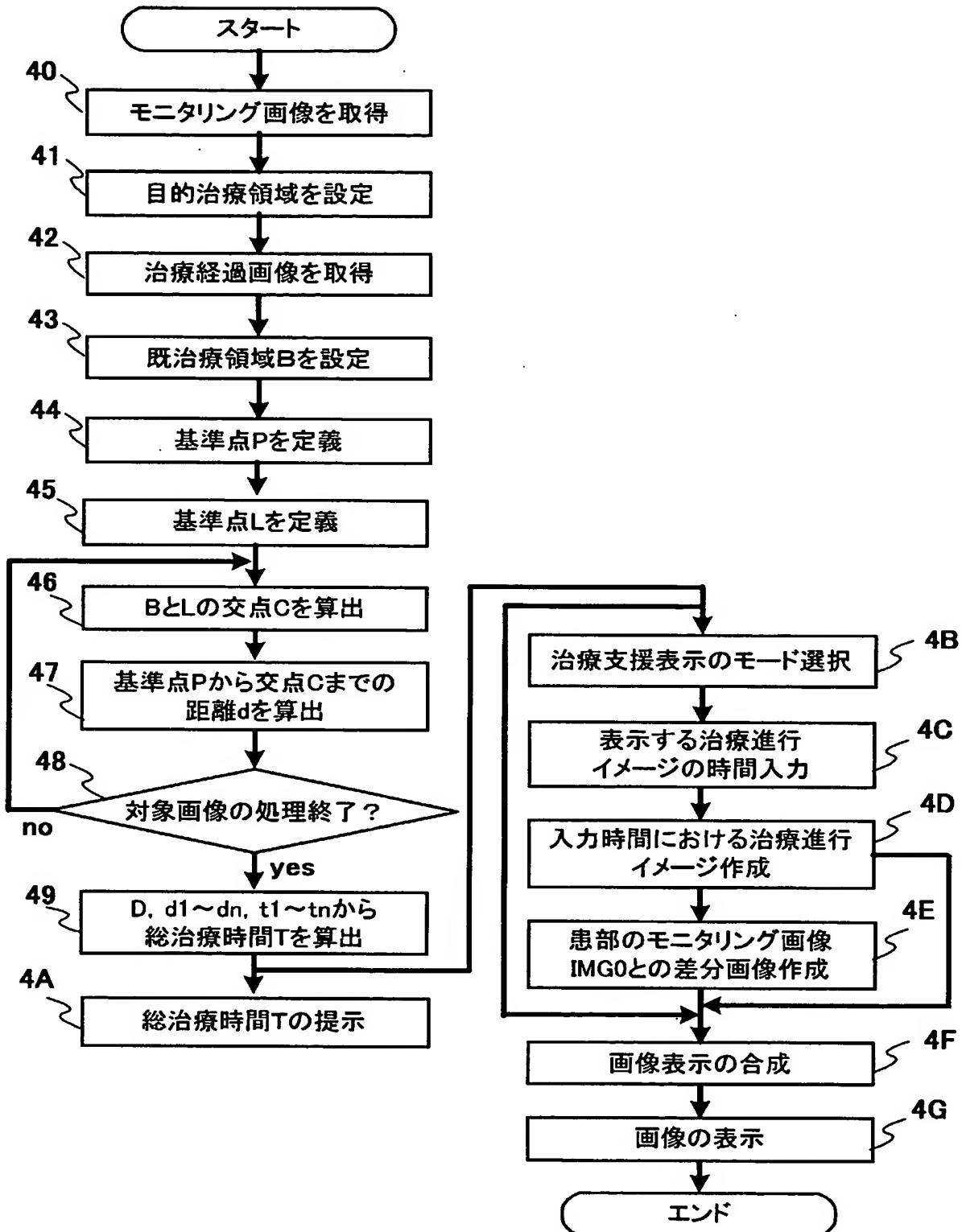
[図8]



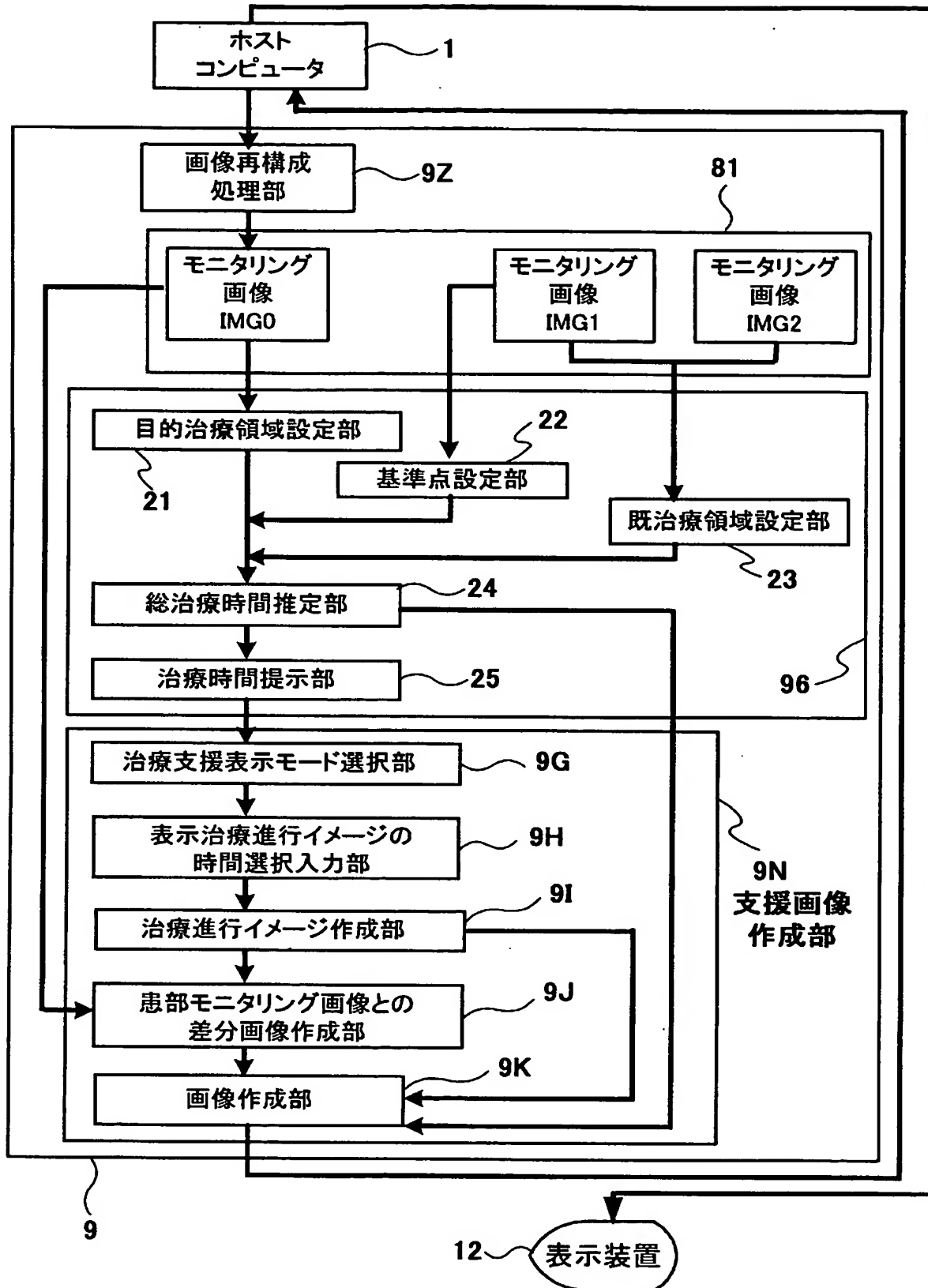
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/015692

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl⁷ A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14, A61B5/055, A61F7/00-7/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JICST FILE, [DANSOZO AND CHIRYO JIKAN AND (ONNETSU OR REITO)],
JICST FILE, [DANSOZO AND CHIRYO JIKAN AND (SUITEI OR SUISOKU OR YOSOKU)]

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-10228 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC.), 14 January, 2003 (14.01.03), Full text; Figs. 1 to 19 (Family: none)	1-19
A	JP 2000-300591 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 31 October, 2000 (31.10.00), Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	1-19

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
11 November, 2004 (11.11.04)

Date of mailing of the international search report
30 November, 2004 (30.11.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. A61B6/03

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl. A61B6/00-6/14

Int. Cl. A61B5/055

Int. Cl. A61F7/00-7/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2004年

日本国登録実用新案公報 1994-2004年

日本国実用新案登録公報 1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICST科学技術文献ファイル, [断層像 AND 治療時間 AND (温熱 OR 冷凍)]

JICST科学技術文献ファイル, [断層像 AND 治療時間 AND (推定 OR 推測 OR 予測)]

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2003-10228 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2003.01.14 全文、第1-19図 (ファミリーなし)	1-19
A	JP 2000-300591 A (ジーイー横河メディカルシステムズ株式会社) 2000.10.31 全文、第1-11図 (ファミリーなし)	1-19

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に関する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

11.11.2004

国際調査報告の発送日

30.11.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290